

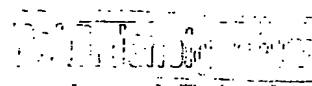


DEUTSCHES
PATENTAMT

12 Offenlegungsschrift
11 DE 3445724 A1

61 Int. Cl. 3:
G 01 N 24/08
A 61 B 5/05

21 Aktenzeichen: P 34 45 724.0
22 Anmeldetag: 14. 12. 84
43 Offenlegungstag: 27. 6. 85



DE 3445724 A1

30 Unionspriorität: 32 33 31
15.12.83 JP 238620/83

71 Anmelder:
Mitsubishi Denki K.K., Tokio/Tokyo, JP

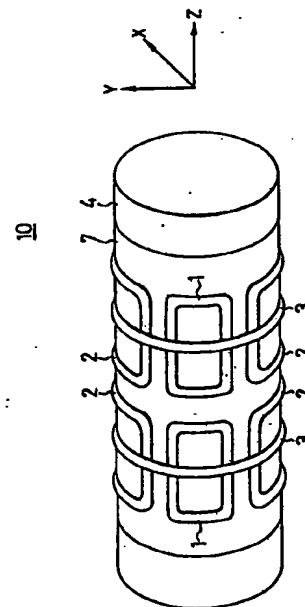
74 Vertreter:
Eitle, W., Dipl.-Ing.; Hoffmann, K., Dipl.-Ing.
Dr.rer.nat.; Lehn, W., Dipl.-Ing.; Fuchsle, K.,
Dipl.-Ing.; Hansen, B., Dipl.-Chem. Dr.rer.nat.;
Brauns, H., Dipl.-Chem. Dr.rer.nat.; Görg, K.,
Dipl.-Ing.; Kohlmann, K., Dipl.-Ing., Pat.-Anw.; Nette,
A., Rechtsanwalt, 8000 München

72 Erfinder:
Yamada, Tadatashi; Itagaki, Hidenobu, Amagasaki,
Hyogo, JP

50 Recherchenergebnisse nach § 43 Abs. 1 PatG:
DE-OS 31 33 933
DE-OS 31 33 432
EP 00 73 402

54 Magnetische Feldspule für einen NMR-Computertomographen

Eine magnetische Felderzeugungsspulenanordnung, die in einem nuklear magnetischen Resonanzcomputertomographen verwendet wird, ermöglicht die präzise Bestimmung der Grenzen einer Scheibe aufgrund der Beseitigung der magnetischen Kopplung zwischen einer RF-Spule und einer Gradientenfeldspule. Die Gradientenfeldspule umfaßt Spulen zur Erzeugung magnetischer Felder mit Gradienten X-, Y- und Z-Richtungen, die zueinander orthogonal sind, während eine gleichförmige bzw. gleichmäßige Felderzeugungsanordnung ein gleichförmiges Feld in der Z-Richtung liefert. Eine RF-Spulenordnung ist innerhalb der gleichförmigen Felderzeugungsspulenanordnung und der Gradientenfelderzeugungsspulenanordnung vorgesehen. Eine zylindrische Abschirmungsschicht, welche aus elektrisch leitfähigem Material hergestellt ist, ist auf zumindest einer Innenseite oder Außenseite der Gradientenfelderzeugungsspulenanordnung vorgesehen. Die Dicke der Abschirmungsschicht ist gleich oder größer als die Eindringtiefe, welche durch die Frequenz des RF-Feldes und den spezifischen Widerstand der Abschirmungsschicht bestimmt ist und kleiner als die Eindringtiefe, die durch die Gradientenfeldsteuerfrequenz und den spezifischen Widerstand der Abschirmungsschicht bestimmt ist.



DE 3445724 A1

HOFFMANN · EITLE & PARTNER

PATENT- UND RECHTSANWÄLTE

3445724

PATENTANWÄLTE DIPL.-ING. W. EITLE · DR. RER. NAT. K. HOFFMANN · DIPL.-ING. W. LEHN
DIPL.-ING. K. FÜCHSLE · DR. RER. NAT. B. HANSEN · DR. RER. NAT. H.-A. BRAUNS · DIPL.-ING. K. GORG
DIPL.-ING. K. KOHLMANN · RECHTSANWALT A. NETTE

- 4 -

41 235 q/gt

MITSUBISHI DENKI KABUSHIKI KAISHA

Tokyo / JAPAN

Magnetische Feldspule für einen

NMR-Computertomographen

P A T E N T A N S P R Ü C H E :

1. Spulenanordnung zur Erzeugung eines magnetischen Fel-
des zur Verwendung in einem : nuklear magnetischen
Resonanzgerät für eine Computertomographie (NMR-CT),
g e k e n n z e i c h n e t durch eine Spulenanord-
5 nung zur Erzeugung eines Gradientenfeldes zusamme-
gesetzt aus einer felderzeugenden Spuleneinrichtung zur
Erzeugung eines magnetischen Feldes mit dem Gradien-
ten in X-Richtung, eine Spuleneinrichtung zur Erzeu-
10 gung eines Gradientenfeldes zur Erzeugung eines mag-
netischen Feldes mit dem Gradienten in Y-Richtung
senkrecht zur X-Richtung, und eine Spuleneinrichtung
zur Erzeugung eines Gradientenfeldes zur Lieferung des
magnetischen Feldes mit dem Gradienten in Z-Richtung
15 senkrecht zur X- und Y-Richtung, eine Anordnung zur
Erzeugung eines gleichförmigen Feldes in Z-Richtung,
eine RF-Spulenanordnung, die innerhalb der Spulen-
struktur zur Lieferung des einheitlichen bzw. gleich-
förmigen Feldes und der Spulenstruktur zur Erzeugung
20 des Gradientenfeldes angeordnet ist, und eine zylin-
drische Abschirmungsschicht (7), welche aus einem

elektrisch leitfähigen Material hergestellt ist,
welche auf zumindest auf der Innenseite oder der
Außenseite der Spulenanordnung zur Gradientenfeld-
erzeugung angeordnet ist.

5

2. Magnetische Spulenanordnung nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet, daß die Ab-
schirmungsschicht (7) einen kreisförmigen Quer-
schnitt aufweist.

10

3. Magnetische Spulenanordnung nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet, daß die Ab-
schirmungsschicht (7) gebildet durch Wickeln eines
leitfähigen Bandes wird, wobei die Kantenbereiche von
benachbarten Windungen sich überlappen.

15

4. Magnetische Spulenanordnung nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet, daß die Ab-
schirmungsschicht (7) ein Metallgitter aufweist.

20

5. Magnetische Spulenanordnung nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet, daß die Dicke
der Abschirmungsschicht (7) gleich oder größer der
Eindringtiefe ist, die bestimmt ist durch die RF-
Feldfrequenz und den spezifischen Widerstand der Ab-
schirmungsschicht und kleiner ist als eine Eindring-
tiefe, die durch die Gradientenfeldsteuerfrequenz und
den spezifischen Widerstand der Abschirmungsschicht
bestimmt ist.

25

MITSUBISHI DENKI KABUSHIKI KAISHA

Tokyo / JAPAN

Magnetische Feldspule für einen
NMR-Computertomographen

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf eine magnetische Feldspulenanordnung einer nuklear magnetischen Resonanzvorrichtung für einen Computertomographen (im folgenden NMR-CT bezeichnet) und insbesondere auf einen
5 NMR-CT mit verbesserter Zuverlässigkeit.

Die Fig. 1 bis 3 zeigen ein Beispiel einer konventionellen Vorrichtung dieses Typs, wobei Fig. 1 eine perspektivische Darstellung einer konventionellen Gradientenfeldspulenstruktur, Fig. 2 eine perspektivische Ansicht einer
10 RF-Spulenstruktur und Fig. 3 die Konstruktion einer magnetischen Spule für den NMR-CT zeigt, wobei der letztere aus der Gradientenfeldwicklungsstruktur und der RF-Spulenstruktur zusammengesetzt ist. In diesen Fig. ist die Gradientenfeldwicklung 10 mit einer Gradientenfeld- G_x -Spule 1 versehen, welche aus vier Spulen besteht, welche durch einen Spulenträgerrahmen 4 getragen werden, die das magnetische Feld mit dem Gradienten in der X-Richtung erzeugen. Desweiteren ist eine Gradientenfeld- G_y -Spule 2 vorgesehen, die
15 aus vier Spulen besteht, die das magnetische Feld mit dem Gradienten in der Richtung senkrecht zur X-Richtung erzeugen.
20

gen. Desweiteren ist eine Gradientenfeld- G_z -Spule 3 vorgesehen, die aus zwei Spulen besteht, um das magnetische Feld mit dem Gradienten in Z-Richtung zu erzeugen (senkrecht zur X- und Y-Richtung). Das magnetische Feld mit dem Gradienten in einer willkürlichen Richtung kann durch
5 geeignetes Steuern der Ströme erzeugt werden, welche durch die G_x -Spule 1, G_y -Spule 2 und G_z -Spule 3 fließen.

Wie in Fig. 2 dargestellt ist innerhalb der Spulenstruktur 10 eine RF-Spule 20 vorgesehen. Mit Bezug auf Fig. 3 ist ersichtlich, daß die RF-Spule 20 aus einem zylindrischen Trägerrahmen 40 zusammengesetzt ist, auf dem eine sogenannte Sattelspule 5 angeordnet ist. Eine einheitliche Feldspulenstruktur 6 ist außerdem zur Erzeugung eines besonders gleichförmigen Magnetfelds in Z-Richtung vorgesehen. Obwohl die gleichförmige Feldspulenstruktur 6 in Fig. 3 dargestellt ist, und zwar angeordnet außerhalb der Gradientenfeldspulenstruktur 10, können, falls dies gewünscht ist, die Spulenstrukturen 6 und 10 in ihrer Lage
20 untereinander ausgetauscht werden.

Beim Betrieb wird in einem NMR-Betrachtungssystem der Körperteil, der geprüft werden soll, innerhalb der RF-Spulenstruktur 20 angeordnet, um von diesem ein NMR-Signal zu erhalten. Fig. 4 zeigt die Bestimmung einer tomographischen Ebene durch einen menschlichen Kopf. Fig. 4 zeigt eine durchgehende Linie, die Beziehung der Lage des Kopfes zu einem magnetischen Feld mit der Intensität B_z in Z-Richtung, welche die Summe eines Gradientenfeldes und eines besonders gleichförmigen Feldes ist.
30

Es wird eine Scheibe des Kopfes angenommen, die eine Mittelpunktlinie bei Z_0 und eine Dicke von ΔZ aufweist. Die

- Intensität des magnetischen Feldes, in dem die Scheibe angeordnet ist, liegt zwischen $(B_{Z0} - \frac{1}{2}\Delta B_Z)$ und $(B_{Z0} + \frac{1}{2}\Delta B_Z)$. Daher liegt die Resonanzfrequenz einer Substanz (Protonen) in der Scheibe, von der das NMR-Signal erhalten wird, innerhalb eines Bereiches zwischen $\gamma(B_{Z0} - \frac{1}{2}\Delta B_Z)$ bis $\gamma(B_{Z0} + \frac{1}{2}\Delta B_Z)$, wobei das gyromagnetische Verhältnis ist. Wenn ein Hochfrequenz-(RF)-Magnetfeld, welches durch die RF-Spulenstruktur 20 erzeugt ist und dessen Frequenzkomponenten innerhalb des oben genannten Bereiches liegen, zusätzlich an die Scheibe angelegt wird, werden nur Protonen in der Scheibe erregt und absorbieren Energie. Ein NMR-Detektorsignal wird daher erzeugt, von dem ein NMR-Tomogramm durch Verarbeitung mittels eines Computers rekonstruiert werden kann. Wie bereits zuvor erwähnt, ist es zur Bestimmung einer bestimmten Scheibenebene des Kopfes notwendig, ein RF-Feld mit einer Frequenz im konstanten Bereich und ein Gradientenfeld an den Kopf oder anderen zu prüfenden Körperteilen anzulegen.
- Um ein RF-Feld zu erzeugen, dessen Frequenzbereich von $\gamma(B_{Z0} - \frac{1}{2}\Delta B_Z)$ bis $\gamma(B_{Z0} + \frac{1}{2}\Delta B_Z)$ reicht, wird ein Strom an die RF-Spule angelegt, welcher durch Modulation eines sinusförmigen Stromes mit einer Frequenz $\gamma(B_{Z0})$ erhalten wird. Die anzuwendende Modulation ist so ausgewählt, daß ein Frequenzspektrum erhalten durch Fourier-Transformation einer hierdurch modulierten Stromwellenform innerhalb des Frequenzbereiches von $\gamma(B_{Z0} - \frac{1}{2}\Delta B_Z)$ bis $\gamma(B_{Z0} + \frac{1}{2}\Delta B_Z)$ fällt.
- Fig. 5 zeigt das RF-Feld und ein Beispiel des Stromwellenverlaufes, der durch die G_Z -Spule fließt, um das Gradientenfeld in der Z-Richtung zu erzeugen. Die Abszisse zeigt die Zeit an. In Fig. 5 wird der G_Z -Spulenstrom nach dem An-

legen des RF-Feldes invertiert, so daß die Phase der angeregten Protonen gleichförmig bzw. einheitlich gemacht wird.

5 Die Gradientenfeldspulenstruktur 10, die in Fig. 1 gezeigt ist, und die RF-Spulenstruktur 20, die in Fig. 2 gezeigt ist, sind coaxial angeordnet wie aus Fig. 3 ersichtlich ist. Wenn die Spulenstrukturen 10 und 20 ideal hergestellt und angeordnet sind, gibt es zwischen ihnen
10 keine elektromagnetische Kopplung, welches für die in Fig. 5 gezeigten Wellenformen der Fall ist. Jedoch ist es unmöglich aus praktischem Grunde sie ideal herzustellen und anzuordnen, was zu dem Ergebnis führt, daß zwischen ihnen eine elektromagnetische Kopplung unvermeidbar ist.

15 Die Folge einer solchen elektromagnetischen Kopplung ist in Fig. 6 gezeigt, welche die tatsächlichen Wellenformen zeigt, die durch eine konventionelle magnetische Feldspulenstruktur für ein NMR-CT erhalten wird. Das bedeutet,
20 wenn die RF-Spule impulsförmig während der Bestromung der G_z -Spule bestromt wird, eine RF-Impulsspannung in der G_z -Spule induziert wird, aufgrund dessen sich der G_z -Spulenstrom ändert. Aufgrund der Änderung des G_z -Spulenstromes wird ein Gradientenfeld, welches innerhalb des Bereiches
25 $(B_{z0} - \frac{1}{2} \Delta B_z)$ bis $(B_{z0} + \frac{1}{2} \Delta B_z)$ liegt, auch an die Körperteile angelegt, die nicht die Scheibe mit der Dicke Δz und dem Mittelpunkt z_0 sind. Das bedeutet, daß Protonen außerhalb der Scheibe ebenfalls angelegt werden und daß das erhaltene NMR-Signal Information nicht nur von der gewünschten
30 Scheibe sondern auch von Bereichen rund um die Scheibe enthält. Dieses führt zu Störungen und Verwischungen im Tomogramm.

Es ist daher Aufgabe der vorliegenden Erfindung eine magnetische Feldspulenstruktur für ein NMR-CT zu schaffen, das eine RF-Spule und eine Gradientenfeldspule aufweist, zwischen denen keine hochfrequente elektromagnetische
 5 Kopplung besteht und die folglich eine exakte Scheibenebenenbestimmung liefert.

Daher wird gemäß der vorliegenden Erfindung diese Aufgabe gelöst durch Schaffung einer magnetischen Feldspulenstruktur für ein NMR-CT, die eine Abschirmungsschicht aufweist,
 10 welche aus einem elektrisch leitfähigen Material hergestellt ist und zwar in der Form eines Zylinders, der zumindest innerhalb oder außerhalb der Gradientenfeldspule angeordnet ist.

15 Im folgenden werden die Zeichnungen beschrieben. Es zeigen

Fig. 1 eine perspektivische Ansicht einer konventionellen Gradientenfelderzeugungsspule,

20 Fig. 2 eine perspektivische Ansicht einer RF-Felderzeugungsspule,

25 Fig. 3 eine Querschnittsansicht einer magnetischen Feldspulenstruktur für ein NMR-CT,

Fig. 4 die Grundmerkmale zur Bestimmung einer Scheibenebene für die NMR-Tomographie,

30 Fig. 5 ideale Wellenverläufe eines RF-Feldes und den Strom, der durch die Gradientenspule fließt,

Fig. 6 ähnliche Wellenverläufe verglichen mit denen von Fig. 5 für einen aktuellen Fall,

Fig. 7 eine perspektivische Ansicht einer Gradientenspule, die als bevorzugte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ausgestaltet ist, und

Fig. 8, 9 und 10 perspektivische Ansichten von Gradientenspulen für andere Ausführungsbeispiele der Erfindung.

Gemäß Fig. 7, welche eine perspektivische Darstellung einer Spulenstruktur 10 zur Erzeugung eines Gradientenfeldes darstellt zur Veranschaulichung eines bevorzugten Ausführungsbeispieles der Erfindung, ist eine zylindrische Abschirmungsschicht 7, welche aus elektrisch leitfähigem Material besteht, rund um einen zylindrischen Spulentragerrahmen 4 angeordnet. Gradientenfelderzeugungsspulen 1, 2 und 3 sind auf der äußeren Oberfläche der Abschirmungsschicht 7 vorgesehen.

Die Dicke t der Abschirmungs- und Schutzschicht 7 ist so ausgewählt, daß sie die folgenden Bedingungen erfüllt:

$$\delta(f_{RF}) \leq t \ll \delta(f_G),$$

wobei f_{RF} die Frequenz des RF-magnetischen Feldes, f_G eine Steuerfrequenz für die Spulenstruktur 10 zur Erzeugung des Gradienten-Magnetfeldes und $\delta(f)$ die Eindringtiefe ist, die durch den Ausdruck

$$\frac{2\rho}{2\pi f\mu},$$

dargestellt ist, wobei ρ der spezifische Widerstand der Abschirmungsschicht, f die Frequenz und μ die Permeabilität der Abschirmungsschicht ist.

Das bedeutet, wenn die Dicke der Abschirmungsschicht gleich oder größer als die Eindringtiefe gemacht wird, welche durch die RF-Feldfrequenz und den spezifischen Widerstand der Abschirmungsschicht bestimmt ist, jedoch
 5 kleiner als die Eindringtiefe, welche durch die Gradientenfeldsteuerfrequenz und den spezifischen Widerstand der Abschirmungsschichten bestimmt ist, wird das RF-Feld, das durch eine RF-Spule 20 erzeugt wird und die
 10 Rampenfeldspule 10 durchdringt, durch Wirbelströme abgeschirmt, die in der Abschirmungsschicht 7 erzeugt werden. Auf diese Weise wird die Änderung des Gradientenfeldspulenstromes aufgrund des RF-Feldes beseitigt. Somit wird es möglich, die Scheibengrenzen präzise zu bestimmen. Da auf der anderen Seite die Dicke t der Ab-
 15 schirmungsschicht 7 ausreichend kleiner als die Eindringtiefe $\delta(f_G)$ ist, welche mit der Gradientenfeldspulensteuerfrequenz verknüpft ist, wird das Gradientenfeld durch die Schicht 7 nicht elektromagnetisch abgeschirmt.

20 Für die Werte:

$$f_{RF} = 10 \text{ MHz},$$

$$f_G = 1 \text{ KHz}$$

$$\rho = 2.7 \times 10^{-8} \text{ } \Omega\text{m}$$

25 $\mu = 4\pi \times 10^{-7} \text{ H/m}$

$$\delta(f_{RF}) = 27 \text{ } \mu\text{m} \text{ und}$$

$$\delta(f_G) = 2.6 \text{ mm},$$

ergibt sich $\delta(f_{RF})$ als:

30

$$\delta(f_{RF}) = 27 \text{ } \mu\text{m} \leq t \ll \delta(f_G) = 2.6 \text{ mm}.$$

Somit ist ein geeigneter Wert für $\delta(f_{RF})$ zum Beispiel 30 μm .

Obwohl im vorhergehenden Ausführungsbeispiel die Abschirmungsschicht 7 innerhalb der Gradientenfeldspulenstruktur 10 angeordnet ist, ist es möglich, sie außerhalb der Gradientenfeldspulenstruktur 10 anzuordnen, wie dies aus Fig. 8 ersichtlich ist oder aber innerhalb des Spulenträgerrahmens 4, wie in Fig. 9 zu sehen ist. Wenn darüber hinaus Abschirmungsschichten auf beiden Seiten der Gradientenfeldspulenstruktur angeordnet sind, kann der Abschirmungseffekt weiter verbessert werden.

Fig. 10 zeigt eine perspektivische Ansicht einer Rampenfeldspulenstruktur gemäß einem anderen Ausführungsbeispiel der Erfindung. In Fig. 10 ist eine Abschirmungsschicht 7 auf der Gradientenfeldspulenstruktur angebracht und zwar durch Umwickeln eines dünnen leitfähigen Bandes mit gewünschter Dicke. Benachbarte Kanten der Windungen des Bandes überlappen sich. Es ist möglich, ein leitfähiges Band zu verwenden mit einer Dicke, die kleiner als die Eindringtiefe $\delta(f_{RF})$ ist, wobei das Band überlappend auf der Gradientenfeldspulenstruktur gewickelt sein kann, um eine vielgeschichtete Abschirmungsschicht zu bilden, deren Dicke gleich oder größer als die Eindringtiefe $\delta(f_{RF})$ ist. Ein Metallgitter kann zur Bildung einer Abschirmungsschicht 7 verwendet werden.

Wie bereits zuvor erwähnt, ist eine zylindrische Abschirmungsschicht auf zumindest einer Seite der Gradientenfeldspulenstruktur vorgesehen, so daß eine hochfrequente elektromagnetische Kopplung zwischen der RF-Spule und der Gradientenspule beseitigt ist mit der Folgewirkung, daß die Scheibenebene präzise bestimmt werden kann.

11
- Leerseite -

IN SCHUTZ

-15-

Nummer: 34 45 724
Int. Cl.³: G 01 N 24/08
Anmeldetag: 14. Dezember 1984
Offenlegungstag: 27. Juni 1985

FIG. 1

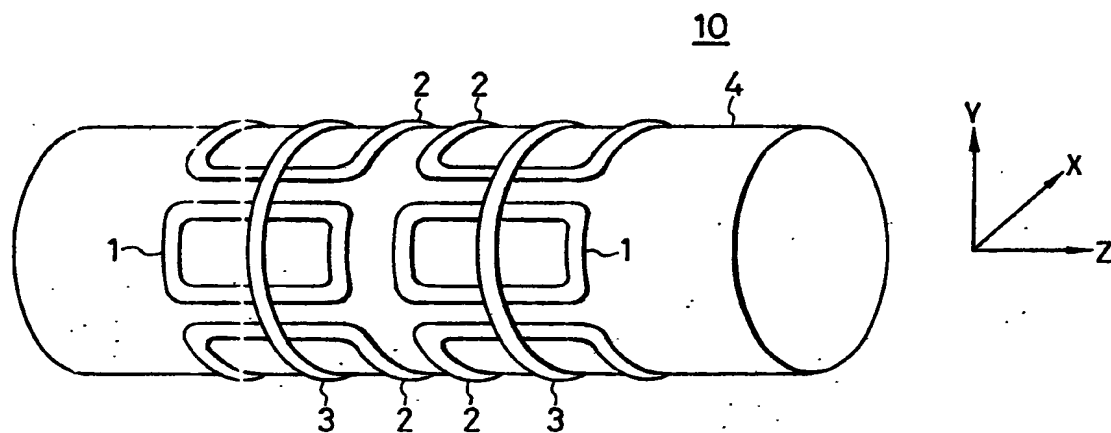


FIG. 2

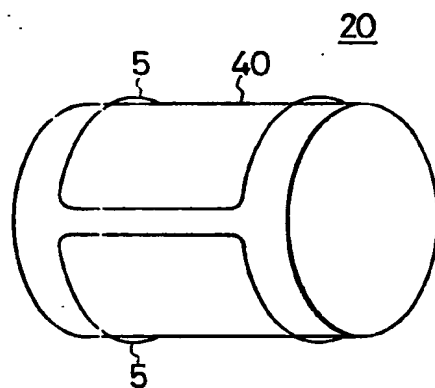


FIG. 3

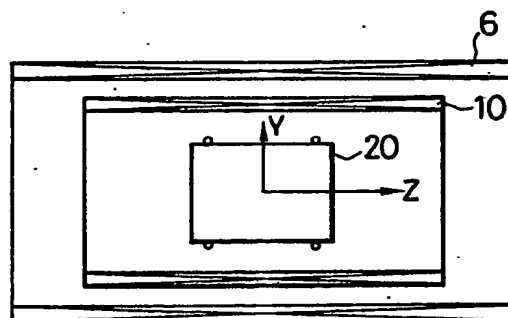


FIG. 4

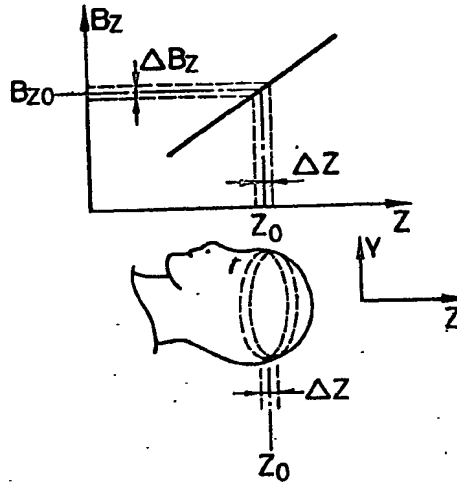


FIG. 5

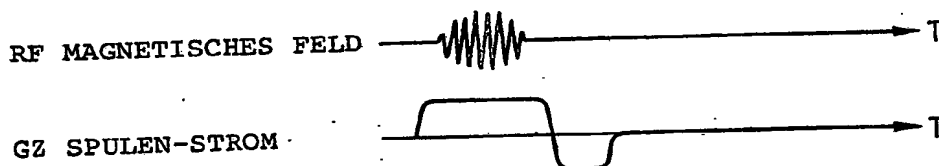


FIG. 6

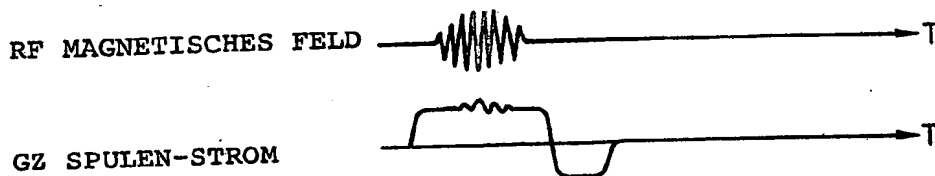


FIG. 7

FIG. 7

10

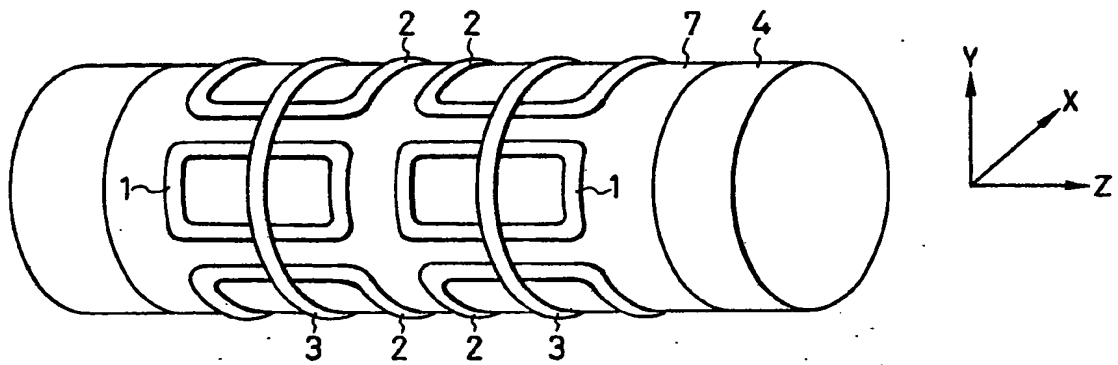


FIG. 8

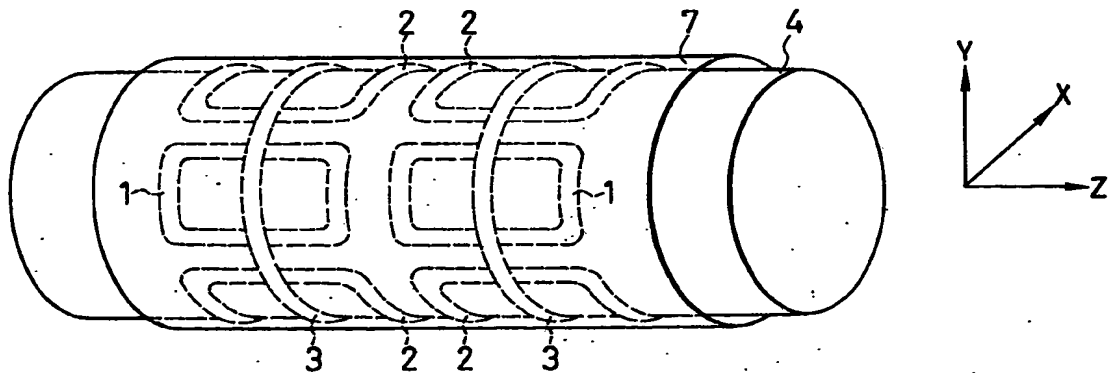


FIG. 9

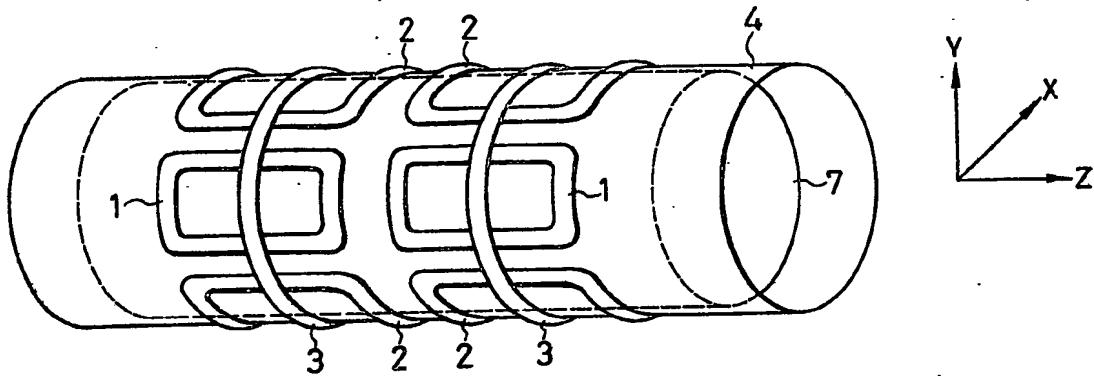
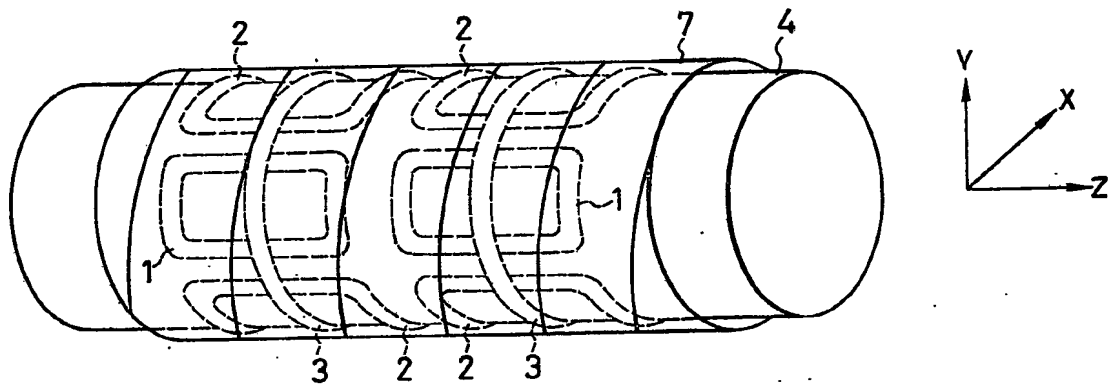


FIG. 10



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☒ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

THIS PAGE BLANK (USPTO)